

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-103508

(43) 公開日 平成8年(1996)4月23日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 N 5/06

Z

A 6 1 M 25/00

4 0 0

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号

特願平6-241075

(22) 出願日

平成6年(1994)10月5日

(71) 出願人

594049685

橋本 康男

横浜市栄区庄戸2丁目16番33号

(71) 出願人

592081357

山口 登

神奈川県横浜市磯子区磯子台11-15-203

(72) 発明者

橋本 康男

横浜市栄区庄戸2丁目16番33号

(72) 発明者

山口 登

横浜市磯子区磯子台11-15-203

(74) 代理人

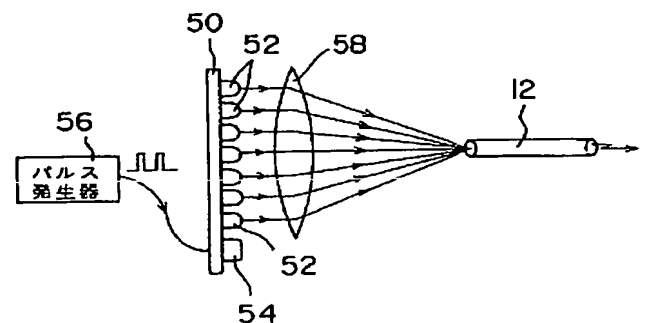
弁理士 山田 正紀 (外2名)

(54) 【発明の名称】 癌治療器

(57) 【要約】

【目的】 本発明は、癌や腫瘍の治療に用いられる癌治療器に関し、安価かつ小型の光源を備える。

【構成】 配列された複数個の発光ダイオード、これら複数個の発光ダイオードをパルス駆動するパルス駆動回路、およびこれら複数個の発光ダイオードから発せられた光を、活性化光として、光ファイバに入射する入射光学系を備えた。



(2)

1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 先端側が被治療体内に差し込まれる、先端が閉じたチューブと、先端側が前記チューブ内に配置される光ファイバとを備えたカテーテル型の挿通体、および所定の活性化光を発光し、該活性化光を前記光ファイバに入射する光源を具備する癌治療器であって、前記光源が、

配列された複数の発光ダイオード、これら複数の発光ダイオードをパルス駆動するパルス駆動回路、およびこれら複数の発光ダイオードから発せられた光を、前記活性化光として、前記光ファイバに入射する入射光学系を備えたことを特徴とする癌治療器。

【請求項2】 先端側が被治療体内に差し込まれる、先端が閉じたチューブと、先端側が前記チューブ内に配置される第1の光ファイバとを備えたカテーテル型の挿通体、および所定の活性化光を発光し、該活性化光を前記第1の光ファイバに入射する光源を具備する癌治療器であって、前記光源が、

配列された複数の発光ダイオードと、これら複数の発光ダイオードから発せられた光が入射される第2の光ファイバと、これら複数の発光ダイオードから発せられた光を該第2の光ファイバに入射する第1の入射光学系とを備えた発光ユニットを複数備えるとともに、これら複数の発光ユニットの第2の光ファイバから射出された光を前記第1の光ファイバに入射する第2の入射光学系を備え、さらにこれら複数の発光ユニットに亘る前記複数の発光ダイオードをパルス駆動するパルス駆動回路を備えたことを特徴とする癌治療器。

【請求項3】 前記発光ダイオードが1つのパッケージに複数個封入されてなることを特徴とする請求項1又は2記載の癌治療器。

【請求項4】 前記発光ダイオードが1つの半導体チップ上に複数個形成されてなることを特徴とする請求項1又は2記載の癌治療器。

【請求項5】 複数の前記発光ユニットの前記発光ダイオード及び前記駆動パルス回路が1つのプリント基板上に形成されてなることを特徴とする請求項1又は2記載の癌治療器。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、癌や腫瘍の治療に用いられる癌治療器、詳細には、例えば、切除手術がかなり困難な部位や臓器等に発生した癌や腫瘍、たとえば膀胱癌、肺癌、脳腫瘍、脳幹部や脊椎の癌、大動脈近傍の癌などの、光治療法による治療に用いられる癌治療器に関し、特にその光源に特徴を有する癌治療器に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 現在癌は人類に残された最も恐ろしい病

2

気の一つであり、その根本原因の解明も治療法も発展途上の段階にある。現在有効とされる代表的治療法として外科的切除法、放射線療法、抗癌剤療法の3つがあり、これらが最もよく用いられている。

【0003】 このうち外科的切除法は最も効果的な根治法であり一番多く採用されているが、この方法を採用することのできない身体深部の悪性腫瘍に対しては放射線療法と抗癌剤療法が併用して用いられることが多い。しかしながら、これら放射線療法や抗癌剤療法はいずれも強力な副作用を伴うことが多く、かつ完全治癒率も外科的切除法に比してかなり低く、再発の恐れが多いのが現状である。

【0004】 そこで近年副作用のない物理療法による癌治療法の研究が精力的に進められており、その代表的な方法として熱治療法と光増感剤を用いる光治療法があげられる。熱治療法は癌細胞を過熱したり冷却したりすることにより死滅させる方法であり、例えば、周辺正常細胞のダメージが比較的小さい、体温より+5℃高い温度に癌細胞を一定時間保つことだけでも大きな治療効果があることが報告されている。

【0005】 一方、光治療法は、光増感剤を吸収した細胞に特定波長の活性化光を照射すると、光増感剤が光エネルギーを吸収して、細胞を破壊する活性化酸素を発生させるというメカニズムに基づくものであり、光増感剤を注入した後の光増感剤の排泄率が、正常細胞に比して癌細胞の方が1/3以下(約1/5)と非常に低いという事実を利用している。

【0006】 後述する本発明は、この光治療法を対象としており、以下、この光治療法について詳述する。図6は、光増感剤の1つであるATX-S10を体内に注入した時点を中心とした経過時間に対する、細胞内に残存するATX-S10の相対濃度を表わしたグラフである。グラフPNは正常細胞内の残存濃度、グラフPCは癌細胞内の残存濃度である。

【0007】 患部への光増感剤の直接注射や静脈注射等により、患部及びその周辺の細胞に増感剤を充分注入した後適当な待機時間(約3時間後)を経ると、正常細胞は光増感剤を既に大半排泄しているのに対し、癌細胞内には光増感剤の大半がとどまっている状態(光治療可能状態)が出現する。この光治療可能状態にて特定波長の活性化光を照射すると、光増感剤が大半とどまる癌細胞内で、細胞を破壊する活性化酸素が活発に発生し、光増感剤の大半を排泄した正常細胞内では活性化酸素はほとんど発生せず、癌細胞が選択的に死滅する状況となる。

【0008】 1回の光増感剤注入後の光治療可能状態の持続時間(光治療有効期間)は、増感剤注入後約3時間後に始まり、癌細胞が増感剤の大半を排泄し終る約14時間後に終了する。尚、図6は、ATX-S10の例であり、光増感剤の種類により、光増感剤を注入した後の待機時間、光治療有効期間は一桁程度変動する。この治

50

(3)

3

療の要点は、この光治療有効期間内に患部に満遍なくできるだけ均一に活性化光を当て続けることと、細胞を死滅させる活性化酸素の細胞内濃度を、正常細胞内ではその正常細胞の死亡率が許容限度内の非常に低い値にとどまり、かつ癌細胞内ではその癌細胞の死亡率が100%近い値となるように照射光量を制御することである。

【0009】患部に活性化光を当てるには、従来光ファイバを直接患部に挿入しその光ファイバを経由して活性化光を送り込んでいた。しかしこの方法では、

(a) 治療中光ファイバを移動できないため、照射領域、即ち治療範囲が非常に狭く限定されてしまう。

(b) 光ファイバの先端から全方向に光を照射するためには、その光ファイバの先端を、例えば円錐形にカットする必要がある、加工が難しいため、光ファイバが非常に高価なものとなってしまう。

(c) 治療を繰り返し行うにはその都度光ファイバを挿入し直す必要があり、患者、医師とも負担が大きい。

(d) 治療範囲が狭いので大きな癌や腫瘍を根治することは非常に難しい。

(e) 治療前の光ファイバの消毒と、治療後の光ファイバの再消毒もしくは廃棄処理が必要で、光ファイバは普通1m以上の長さを必要とし複合素材なので消毒や廃棄はかなり厄介であり、使い勝手が悪い。という問題がある。

【0010】上記の事実に鑑み、本発明者らは、患部に広範囲に活性化光を照射して大きな光治療の効果を上げることができ使い勝手も良好な癌治療器を提案した(特願平6-051950号参照)。以下、上記提案の内容について説明する。図7は、上記提案にかかる癌治療器の一例を示す模式的構成図である。

【0011】この癌治療器10には、使い捨てタイプのチューブ11が備えられており、その先端部11aが患者の体内の癌ないし腫瘍のある患部に差し込まれる。このチューブ11は、例えばポリアセタールで作られており、外径が約1mm程度のものである。またこの癌治療器10には、光ファイバ12が備えられており、第1のリール13および第2のリール14に巻回され、それぞれ固定具13a、14aにより、第1のリール13および第2のリール14に固定されている。光ファイバ12の、第2のリール14側の先端部12aはチューブ11内に挿通され、チューブ11の先端部11aにまで達している。また光ファイバ12の入射端12bは、レーザ光源15に接続されている。レーザ光源15からは、活性化光として使用される波長のレーザ光が発せられ、光ファイバ12の入射端12bから光ファイバ12内に入射される。このレーザ光源15は、可変光量のレーザ光を発することができるものであり、その光量は、図示しない制御回路により、時間の経過とともに可変される。詳細については後述する。光ファイバ12内に入射したレーザ光はその光ファイバ12の内部を伝搬し、チュー

4

ブ11に挿通された先端から射出される。

【0012】第1のリール13は、トルクモータ16の軸16aと連結されており、トルクモータ16により、図示の矢印A方向に付勢されている。また、第2のリール14には、雄ネジが刻設されたロッド17が固定されており、そのロッド17は、固定軸受18と螺合し、カップリング19を介して可逆モータ20の軸20aと連結されている。固定軸受18は、図示しない基体等に固定されている。可逆モータ20は、正転、逆転の双方の回転が可能なモーターであり、図示しないガイド部材により、モータ本体の回転は阻止され、かつモータ全体が前後(図7の左右)に移動自在にガイドされている。

【0013】可逆モータ20が正転すると、ロッド17が正転し、このロッド17は固定軸受18と螺合しているため、可逆モータ20とともに前進し、第2のリール14を回転させながら前進させる。このとき、第2のリール14は、第1のリール13に巻回された光ファイバ12を引っ張って第2のリール14に巻回させ、一方光ファイバ12の先端部12aをチューブ11内に押し込みながら、その光ファイバ12を、その光ファイバ12の長手方向を軸として正方向に回転させる。また、可逆モータ20が逆転すると、ロッド17が逆転しながら後退し、光ファイバ12の、第2のリール14に巻回されていた部分が巻き戻されて第1のリール13に巻き取られ、光ファイバ12の先端部12aは逆方向に回転しながらチューブ11から抜き取られる方向に移動する。可逆モータ20をコントロールする図示しない制御回路にはタイマが備えられており、そのタイマがタイムアップするたびに可逆モータ20が正転、逆転を繰り返し、これにより、光ファイバ12の先端部12aがチューブ11内で周期的な往復運動および回転運動を繰り返す。

【0014】尚、ここでは、光ファイバ12の先端部12aに、往復運動と回転運動との双方を与える例を示したが、例えば固定軸受を取り外し、可逆モータ20を固定すれば光ファイバ12の先端部12aは回転運動のみ行なうことになり、また、固定軸受18を取り外し、さらにカップリング19に代えて可逆モータ20の軸20aの回転運動を直線運動に変換するギア構造等を介してロッド17と可逆モータ20の軸20aとを連結すれば光ファイバ12の先端部12aに、チューブの長手方向への往復運動のみを与えることもできる。

【0015】図7に示す癌治療器10を使用するにあたっては、患部に光増感剤を注入し、患部にチューブ11を差し込み、光ファイバ12の先端部12aをチューブ内に挿通し、所定の待機時間の経過を待って運転が開始される。図8は、患部30に差し込まれたチューブ11の先端部11aと、そのチューブ11に挿通された光ファイバ12の先端部12aを示した部分拡大図である。

【0016】チューブ11の先端部11aのさらに先端部11cは体液が内部に浸入しないように閉じており、こ

10

20

30

40

50

(4)

5

のチューブ11の先端部11aに挿入された光ファイバ12の先端部12aのさらに先端には、図示のように斜めにカットされた先端面12cを有している。光ファイバ12の内部を伝搬してきたレーザ光は、先端面12cで反射されてチューブ12の側面から射出され、患部30に照射される。

【0017】図9は、光ファイバ12の動きによるレーザ光の照射域の変化を示した図である。図9(A)の状態では患部30の一部領域30aにレーザ光が照射され、光ファイバ12の先端部12aが回転しながらチューブ11から引き抜かれる方向に移動すると、図9

(B)に示すように患部30の別の一部領域30bにレーザ光が照射され、光ファイバ12の先端部12aがさらに回転、移動し、図9(C)の状態になると、患部30のさらに別の一部領域30cにレーザ光が照射される。このようにして、光ファイバ12の先端部12aがチューブ11内を往復、回転することにより、患部30の全領域に亘ってレーザ光がまんべんなく繰り返し照射される。

【0018】図10は、患部30に2本のチューブ11が差し込まれ、さらにヒートパイプ40が差し込まれた状態を示す図である。患部30の寸法が大きい場合、図示のように複数本のチューブ11を差し込み、複数本の光ファイバ12からレーザ光を射出させて、一回の治療で患部30の全域にレーザ光が照射されるようにしてもよい。また、レーザ光を照射し続けると、患部30が熱をもち、この熱を下げたい場合は図示のようにヒートパイプ40を患部30に挿入し、患部30を冷やしてもよい。または、ヒートパイプ40により患部30をさらに加熱し、光治療法とともに、前述した熱治療法を併用してもよい。

【0019】図11は、本発明の癌治療器の他の実施例の、チューブ及び光ファイバの先端部を示した部分拡大図である。チューブ11の先端11cは口が開いており、その口に散乱体21が嵌め込まれて固定され、その口を塞ぐ栓の役割りを担っている。この散乱体21、およびチューブ11は、いずれもポリアセタールを材料としている。また、チューブ11の内部には光ファイバ12が差し込まれている。この光ファイバ12はチューブ11に挿抜自在であることが好ましいが、治療の際は、光ファイバ12はチューブ11の内部の所定位置に配置され、移動や回転は行なわれない。

【0020】光ファイバ12の先端面12cは垂直にカットされており、また散乱体21の後端面21aも、光ファイバ12の先端面12cと向き合うように形成されており、光ファイバ12の先端面12cから射出されたレーザ光は、その一部が散乱体21の後端面21aで反射してチューブ11から射出され、他の一部は散乱体21の内部を通してチューブ11の側面ないし散乱体21の先端から射出される。このような簡単な構成で、この

6

先端からほぼ全方向に向けてレーザ光が射出される無指向性の光源が実現する。この光源は、患部にチューブを挿入し、そのチューブ内に光ファイバを挿通し静止させた状態で、全方位にレーザ光を照射することができ、特に、患部の寸法が小さい場合に有効である。

【0021】図12は、本発明の癌治療器のもう一つの実施例の、光ファイバの先端部及び射出された光の広がり様子を示した図である。光ファイバ12の先端面12cは、垂直にカットされているが、その先端面12cはヤスリで粗研磨されており、その先端面12cから射出されるレーザ光は、先端面12cから10cm進んだ位置の光束の径Dが $D \geq 2\text{cm}$ となるように広がって射出される。

【0022】このようにレーザ光が広がって射出されるように先端面12cが加工された光ファイバ12をチューブ内に挿入し、患部が小さい場合は静止させたまま、大きい患部の場合はチューブ内を往復運動させながら患部にレーザ光が照射される。図13は、チューブ先端部を示した拡大図である。図13(A)では、先端の閉じたチューブ11の先端部が針状に尖った形状に加工されており、図13(B)では、先端の口が開いたチューブ11に栓22が嵌め込まれ、その栓を含めた先端部が針状に尖った形状に加工されている。尚、図13(B)の一点鎖線は加工前の形状を示している。このようにチューブ11の先端部を尖らせることにより、チューブ11を患部にスムーズに差し込むことができる。

【0023】尚、チューブ11の先端部は、円錐状に尖がらせる必要はなく、単純な斜めカットあるいは例えば三角錐状のカット等、安価な加工法を採用したもので十分である。図14は、レーザ光源15(図7参照)で発せられるレーザ光の光量の時間変化の一例を示すグラフである。

【0024】図6に示す光治療有効期間内の初期は正常細胞中にも光増感剤がまだある程度残存しているため、弱めの光量で発光させ、時間が経過し、正常細胞から光増感剤が排泄されるに従って光量を増加させる。こうすることによって、正常細胞への害を最小限に押えつつ、最大の治療効果をあげることができる。

【0025】

【発明が解決しようとする課題】以上のように構成された癌治療器においては、強力かつ光増感剤に適合した波長の光を発する光源が必要であり、さらに、ON周期の短いパルス状の光(例えばパルス幅 $100\mu\text{sec}$ 以下で周期 $10\text{kHz}$ 以上の光)がより有効であることから、その光源としては、例えばエキシマレーザが適切であると考えられている。

【0026】しかし、エキシマレーザは、例えば事務机2つ程度ないしそれ以上の設置スペースを必要とし、かつ極めて高価(例えば3~4千万円程度)であり、これでは、上述の治療法が極めて有効な治療法であつてもそ

(5)

7

の治療器を広く普及させるのが難しいという問題がある。本発明は、上記事情に鑑み、特に光源を工夫することによってコストの低減化が図られた癌治療器を提供することを目的とする。

【0027】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成する本発明の第1の癌治療器は、先端側が被治療体内に差し込まれる、先端が閉じたチューブと、先端側がチューブ内に配置される光ファイバとを備えたカテーテル型の挿通体、および所定の活性化光を発光し、この活性化光を上記光ファイバに入射する光源を具備する癌治療器であって、上記光源が、

(1-1) 配列された複数個の発光ダイオード

(1-2) これら複数個の発光ダイオードをパルス駆動するパルス駆動回路

(1-3) これら複数個の発光ダイオードから発せられた光を、活性化光として、上記光ファイバに入射する入射光学系

を備えたことを特徴とする。

【0028】上記目的を達成する本発明の第2の癌治療器は、先端側が被治療体内に差し込まれる、先端が閉じたチューブと、先端側がチューブ内に配置される第1の光ファイバとを備えたカテーテル型の挿通体、および所定の活性化光を発光し、この活性化光を上記第1の光ファイバに入射する光源を具備する癌治療器であって、上記光源が、

(2-1) 配列された複数個の発光ダイオードと、これら複数個の発光ダイオードから発せられた光が入射される第2の光ファイバと、これら複数個の発光ダイオードから発せられた光を第2の光ファイバに入射する第1の入射光学系とを備えた発光ユニットを複数備えたとともに、

(2-2) これら複数の発光ユニットの第2の光ファイバから射出された光を上記第1の光ファイバに入射する第2の入射光学系を備え、さらに

(2-3) これら複数の発光ユニットに亘る複数個の発光ダイオードをパルス駆動するパルス駆動回路を備えたことを特徴とする。

【0029】ここで、上記本発明の第1ないし第2の癌治療器において、上記発光ダイオードが1つのパッケージに複数個封入されていることが好ましく、さらには、上記発光ダイオードが1つの半導体チップ上に複数個形成されていることが好ましい。また、複数の発光ユニットの発光ダイオード及び前記パルス駆動回路を1つの基板上に形成することも好ましい形態である。

【0030】

【作用】従来は、癌治療器用光源として、強力な光を発する光源を得る観点から、もっぱらレーザ光源が検討されているが、レーザ光源で十分な強度のパルス光を得ようとすると例えばエキシマレーザのような大型かつ高価

8

なレーザ光源等が必要となる。複数個の、半導体レーザから射出されたレーザ光を重ね合わせることも考えられるが、半導体レーザは通常連続発振光源なので100μsec以下の短い強力な尖頭パルスを得るには不向きである。また所要の光量の光を得ることができる程度の複数個の半導体レーザを用いるのはコスト的にも大変である。

【0031】本発明は、これらの点を考慮した結果、癌治療器用の光源として発光ダイオードを採用することにより想到したものである。発光ダイオードは、

・光増感材に適合する630nm～660nm程度の波長の光を発することができ、しかも、材料を選択することにより、用いる光増感材に完全に適合した波長の光を発する発光ダイオードを得ることができること

・複数の発光ダイオードから射出された光を容易に重ね合わせることもできること

・発光ダイオードは、光のオン/オフの応答性がよく必要な狭いパルス幅を持ったパルス光を容易に得ることができること

・発光ダイオードの最大許容ピークパルス電流値  $I_{DPMAX}$  は、パルスON時間  $T_{ON}$  のパルス周期  $T$  に対する比率  $r_{ON} = T_{ON}/T$  にほぼ反比例して大きくでき、単位時間当りに取り出し得る最大ピーク光量  $L_{PMAX}$  は  $I_{DPMAX}$  に比例する。癌治療では  $r_{ON}$  は  $1/1000$  以下の小さい値を用いるので、発光ダイオードは  $r_{ON}$  を小さくするほど大きなピークパルス電流を流すことができ、パルス光源として非常に適していること

・単価が安くしかも小型であるため多数個配列して大出力を得るように構成しても、例えばエキシマレーザと比べて極めて小型かつ安価に構成することができること等、癌治療器用の光源に適合する要件を備えている。

【0032】本発明の第1の癌治療器は、その光源が、上記(1-1)の複数個の発光ダイオード、上記(1-2)のパルス駆動回路、上記(1-3)の入射光学系を備えたものであるため、安価かつ小型の癌治療器が構成される。また、本発明の第2の癌治療器は、上記第1の癌治療器の光源と同様な構成の発光ユニット(上記(2-1))を複数備え、それらの発光ユニットから射出された光を、治療用に体内に挿入される光ファイバに入射するようにしたものであり、さらに強力な光を得ることができる。

【0033】光源に用いる発光ダイオードは、1つずつ独立の発光ダイオードを多数個配列してもよいが、1つのパッケージ内に複数個の発光ダイオードが封入されている場合、さらには、1つの半導体チップ上に複数の発光ダイオードが形成されている場合、発光ダイオード自体の価格の低減化も期待でき、またその発光ダイオードを配列する工数も削減でき、さらに、一層の小型化にも寄与する。

【0034】また複数の発光ユニットの発光ダイオード

9

とパルス駆動回路を1つのプリント基板上に集積して形成することも、製造を極めて容易にし、小型化とコスト面で非常に優利である。

#### 【0035】

【実施例】以下、本発明の実施例について説明する。図1は、本発明の第1の癌治療器の、一実施例の光源部分を示す図、図2はその回路図、図3は駆動パルスと発光ダイオードに流れる電流波形との関係を示した図である。

【0036】基板50上に多数の発光ダイオード52が配列されるとともに、基板50上に、駆動スイッチ54が配置されている。それらの発光ダイオード52は、図2に示すように、発光ダイオード52が複数個直列に配列されてなる発光ダイオード列が複数形成されるように配置、接続されており、それら複数の発光ダイオード列は、トランジスタで構成された駆動スイッチ54に接続されている。尚、駆動スイッチ54は、バイポーラトランジスタ、FET、GTO等の単数又は複数の半導体スイッチで構成するのが最適である。その駆動スイッチ54には、パルス発生器から駆動パルス $v_s$ が与えられる。発光ダイオード52は10KHz以上の高速応答性を有しており、駆動スイッチ54に駆動パルス $v_s$ が入力されると、各発光ダイオード52に電流 $I_D$ が流れ、これら多数の発光ダイオード52から同時にパルス光が発せられる。

【0037】それら多数の発光ダイオード52から同時に発せられたパルス光は、集光レンズ58により集光されて、図7に示す、治療用に体内に挿入される光ファイバ12に、活性化光として入射される。発光ダイオード52から発せられた光を光ファイバ12に入射する手段の1つとして、ここには集光レンズ58を示したが、発光ダイオード52から発せられた光を光ファイバ12に入射する手段は集光レンズ58に限られるものではなく、集光ミラー等であってもよい。

【0038】図4、図5は、本発明の第2の癌治療器の一実施例の、光源部分を示す図である。この光源には、複数の発光ユニット60a、60b、…、60nが備えられており、それらの発光ユニット60a、60b、…、60nの1つずつには、図1～図3を参照して説明した実施例と同様に、配列された多数の発光ダイオード62a、62b、…、62n、駆動スイッチ64a、64b、…、64nおよび集光レンズ68a、68b、…、68nが備えられている。ただしこれら複数の発光ユニット60a、60b、…、60nの発光ダイオード62a、62b、…、62nおよび駆動スイッチ64a、64b、…、64nは、一枚のプリント基板60上に配置されており、それらの発光ダイオード62a、62b、…、62nは1個のパルス発生器66により駆動される。各発光ユニット60a、60b、…、60nの集光レンズ68a、68b、…、68nは、各発光ユニ

10

ット60a、60b、…、60nの発光ダイオード62a、62b、…、62nから発せられた光を、体内に挿入される光ファイバ12に直接入射するのではなく、各発光ユニット60a、60b、…、60nを構成する各光ファイバ72a、72b、…、72nの一端側にそれぞれ集光してそれら各光ファイバ72a、72b、…、72nに入射させる。それらの各光ファイバ72a、72b、…、72nの他端側は束ねられており、それらの各光ファイバ72a、72b、…、72nから射出した光は集光レンズ78により集光されて、体内に挿入される光ファイバ12に入射される。尚、集光レンズ78に代えて集光ミラーを備えてもよく、また光ファイバどうしを接続することにより光ファイバ12内に集光してもよい。

【0039】図4、図5に示す実施例は、複数の発光ユニット60a、60b、…、60nを備え、複数の光ファイバ72a、72b、…、72nから射出した光を再度集光して光ファイバ12に入射する構成であるため、図1～図3を参照して説明した実施例と比べより強力な活性化光を得ることができる。上記各実施例では、各発光ダイオードは、その1つずつがディスクリットなものであるかのように図示されている。1つずつがディスクリットであることを否定するものではないが、1つのパッケージ内に複数個の発光ダイオードが封入されたものをういたり、さらには、1つの半導体チップ上に複数個の発光ダイオードが形成されたものをういた場合、1個あたりの発光ダイオード自体のコスト低減化が図られ、それらの発光ダイオードを基板上に配置する工数が削減され、したがって安価な癌治療器が構成され、全体として一層の小型化を図ることもできる。また本例のように複数の発光ユニットの発光ダイオードと駆動回路を1つの基板上に集積することは、製造の容易さ、小型化、コスト面で非常に優利である。

#### 【0040】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、光源に発光ダイオードを用いることで安価かつ小型化された癌治療器が構成される。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の癌治療器の、一実施例の光源部分を示す図である。

【図2】図1に示す実施例の回路図である。

【図3】駆動パルスと発光ダイオードに流れる電流波形との関係を示した図である。

【図4】本発明の第2の癌治療器の一実施例の、光源部分を示す図である。

【図5】本発明の第2の癌治療器の一実施例の、光源部分を示す図である。

【図6】光増感剤を体内に注入した時点を中心とした経過時間に対する、細胞内に残存する光増感剤の相対濃度の一例を表わしたグラフである。

(7)

11

【図7】癌治療器の一例を示す模式的構成図である。

【図8】患部に差し込まれたチューブの先端部と、そのチューブに挿通された光ファイバの先端部を示した部分拡大図である。

【図9】光ファイバの動きによるレーザ光の照射域の変化を示した図である。

【図10】患部に2本のチューブが差し込まれ、さらにヒートパイプが差し込まれた状態を示す図である。

【図11】癌治療器の他の例の、チューブ及び光ファイバの先端部を示した部分拡大図である。

【図12】癌治療器のもう1つの例の、光ファイバの先端部及び射出された光の広がる様子を示した図である。

【図13】チューブの先端部を示した図である。

【図14】レーザ光源で発せられるレーザ光の光量の時間変化を示すグラフである。

【符号の説明】

10 癌治療器

11 チューブ

11a チューブの先端部

12

12 光ファイバ

12a 光ファイバの先端部

12b 光ファイバの入射端

12c 光ファイバの先端面

13, 14 リール

15 レーザ光源

16 トルクモータ

17 ロッド

20 可逆モータ

21 散乱体

22 栓

30 患部

40 ヒートパイプ

50, 60 基板

52, 62a, 62b, ..., 62n 発光ダイオード

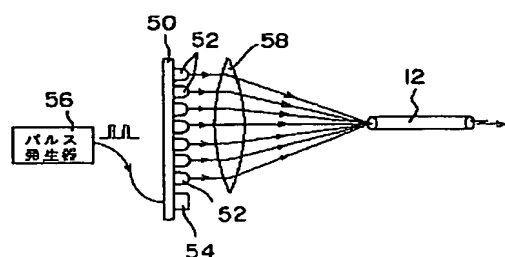
54, 64a, 64b, ..., 64n 駆動スイッチ

56, 66 パルス発生器

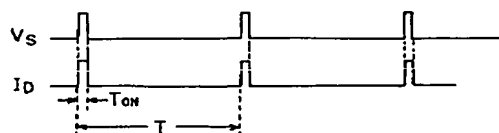
58, 68a, 68b, ..., 68n 集光レンズ

72a, 72b, ..., 72n 光ファイバ

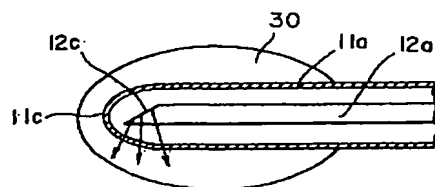
【図1】



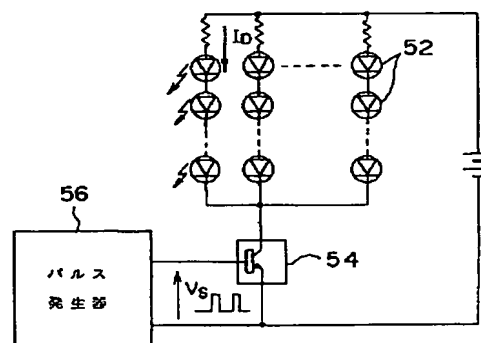
【図3】



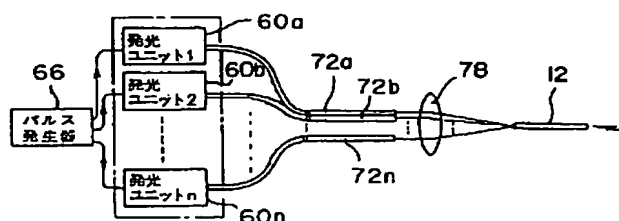
【図8】



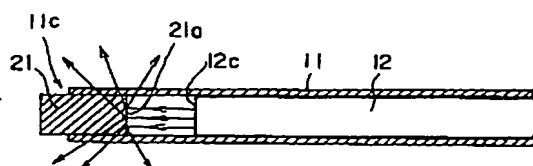
【図2】



【図4】

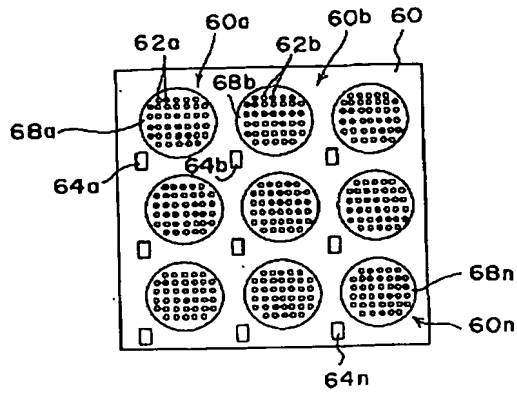


【図11】

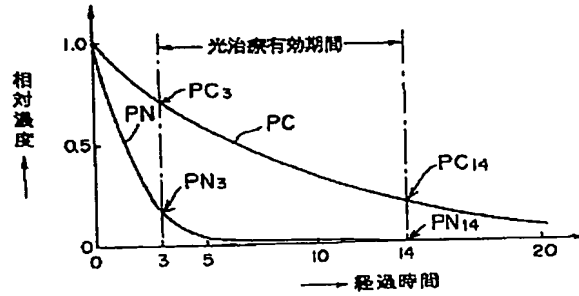


(8)

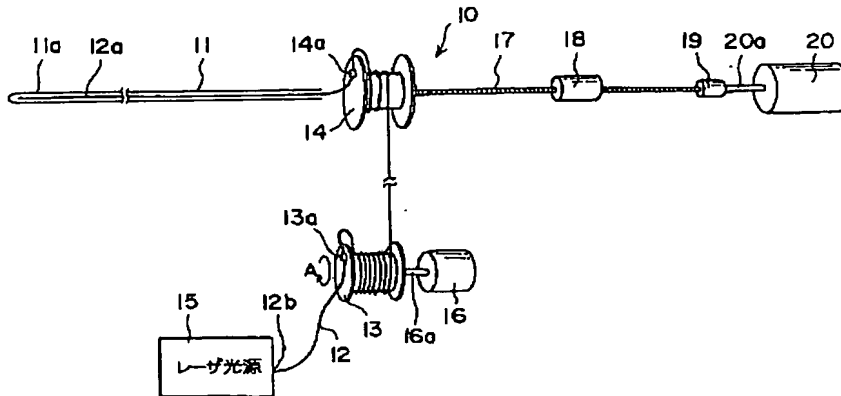
【図5】



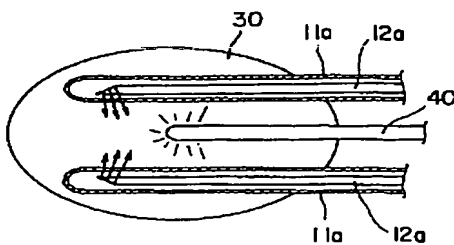
【図6】



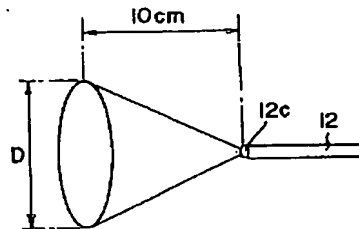
【図7】



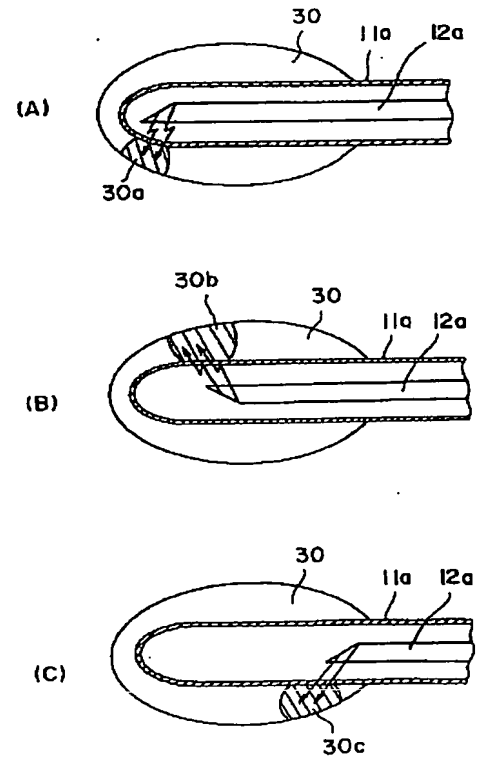
【図10】



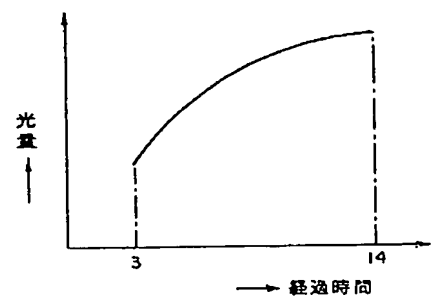
【図12】



【図9】



【図14】





(9)

【図13】

